

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680053245.4

[51] Int. Cl.

H01R 4/48 (2006.01)

A61B 5/04 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 3 月 11 日

[11] 公开号 CN 101385203A

[22] 申请日 2006.8.25

[21] 申请号 200680053245.4

[30] 优先权

[32] 2006.1.31 [33] US [31] 11/343,839

[86] 国际申请 PCT/US2006/033583 2006.8.25

[87] 国际公布 WO2007/089278 英 2007.8.9

[85] 进入国家阶段日期 2008.8.21

[71] 申请人 心脏动力国际公司

地址 美国加利福尼亚州

[72] 发明人 帕特里克·沃尔顿·布拉德利  
高尔·唐·鲍拉

[74] 专利代理机构 北京律诚同业知识产权代理有限公司  
代理人 徐金国

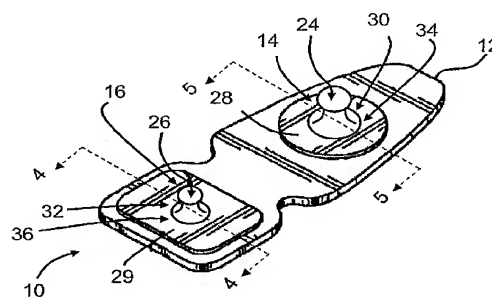
权利要求书 6 页 说明书 13 页 附图 10 页

[54] 发明名称

传导电流的方法及装置

[57] 摘要

一种用于活体的电极组件(10)，包括：基底(12)，具有第一和第二开口(20, 22)延伸穿过，第一端子(14)，至少部分地容纳在所述第一开口。所述第一端子包括具有第一尺寸的末端部分。至少一部分所述第一端子构造成传导电流。第二端子(16)被至少部分地容纳在所述第二开口内。所述第二端子包括具有第二尺寸的末端部分，其不同于所述第一端子末端部分的第一尺寸。至少一部分所述第二端子构造成传导电流。组件还包括第一电解元件(18)，构造成在活体皮肤与所述第一端子之间传输电流，和第二电解元件(19)，构造成在活体皮肤与所述第二端子之间传输电流。



1. 一种用于活体的电极组件，所示组件包括：

基底，具有第一和第二开口延伸穿过；

第一端子，至少部分地被容纳在所述第一开口中，所述第一端子包括具有第一尺寸的末端部分，至少一部分所述第一端子构造成传导电流；

第二端子，至少部分地被容纳在所述第二开口中，所述第二端子包括具有第二尺寸的末端部分，其不同于所述第一端子末端部分的第一尺寸，至少一部分所述第二端子构造成传导电流；

第一电解元件，构造成在活体皮肤与所述第一端子之间的传输电流；和  
第二电解元件，构造成在活体皮肤与所述第二端子之间的传输电流。

2. 根据权利要求1所述的组件，其中所述第一端子第一尺寸大于所述第二端子第二尺寸。

3. 根据权利要求1所述的组件，其中所述第一尺寸包括所述第一端子末端部分的第一直径，和所述第二尺寸包括所述第二端子末端部分的第二直径。

4. 根据权利要求3所述的组件，其中所述第一端子第一直径和所述第二端子第二直径的至少一个约为至少0.155英寸。

5. 根据权利要求3所述的组件，其中所述第一端子第一直径和所述第二端子第二直径的至少一个是介于约0.1英寸至约0.155英寸之间。

6. 根据权利要求3所述的组件，其中所述第一端子第一直径介于约0.18英寸至约0.19英寸之间，和其中所述第二端子第二直径介于约0.12英寸至约0.13英寸之间。

7. 根据权利要求1所述的组件，其中所述第一和第二端子中的每个包括根部和在所述根部和所述各自的末端部分之间延伸的侧壁部分，所述第一端子末端部分的直径大于所述第一端子侧壁部分的直径从而利于把第一电连接器附着到所述第一端子，和所述第二端子末端部分的直径大于所述第二端子侧壁部分的直径从而利于把第二电连接器附着到所述第二端子。

8. 根据权利要求1所述的组件，其中所述第一端子包括激励端子和所述第二端子包括检测端子。

9. 根据权利要求1所述的组件，还包括连接到所述基底的附着元件并构造

成可移除地把所述基底附着到活体皮肤。

10. 根据权利要求1所述的组件，其中所述第一端子第一尺寸和第二端子第二尺寸利于增加从至少一个第一和第二端子的检测精度。

11. 一种用于判断活体心脏输出量的系统，所述系统包括：

至少两个电极组件，每个包括第一和第二端子，所述第一端子每个包括具有第一尺寸的末端部分，所述第二端子每个包括具有第二尺寸的末端部分，其不同于所述第一端子末端部分的所述第一尺寸，至少一部分每个所述第一和第二端子构造成能传导电流，每个所述第一端子构造成被连接到电流源；和

部件，连接到每个所述第二端子并构造成检测在所述第二端子之间的电压差，该电压差是由所述第一端子之间流动并通过至少一部分活体的电流而产生的。

12. 根据权利要求11所述的系统，其中每个所述至少两个电极组件还包括：

基底，具有第一和第二开口延伸穿过，所述第一端子至少部分地被容纳在所述第一开口中，所述第二端子至少部分地被容纳在所述第二开口中；

第一电解元件，构造成在活体皮肤与所述第一端子之间传输电流；和

第二电解元件，构造成在活体皮肤与所述第二端子之间传输电流。

13. 根据权利要求11所述的系统，其中其中所述第一端子第一尺寸大于所述第二端子第二尺寸。

14. 根据权利要求11所述的系统，其中所述第一尺寸包括所述第一端子末端部分的第一直径，和所述第二尺寸包括所述第二端子末端部分的第二直径。

15. 根据权利要求14所述的系统，其中所述第一端子第一直径和所述第二端子第二直径的至少一个是约为至少0.155英寸。

16. 根据权利要求14所述的系统，其中所述第一端子第一直径和所述第二端子第二直径的至少一个是介于约0.1英寸至约0.155英寸之间。

17. 根据权利要求14所述的系统，其中所述第一端子第一直径介于约0.18英寸至约0.19英寸之间，和其中所述第二端子第二直径介于约0.12英寸至约0.13英寸之间。

18. 根据权利要求11所述的系统，其中所述第一端子每个包括激励端子和所述第二端子每个包括检测端子。

19. 根据权利要求18所述的系统，其中所述部件是第一部件，所述系统还

包括第二部件构造成从至少一个所述检测端子检测至少一个心电图(ECG)电压。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中所述第二部件构造成在至少两个所述检测端子之间检测体表电压以利于在活体内识别至少一个(QRS)复合事件。

21. 根据权利要求20所述的系统,还包括处理器,其可操作地被连接到所述第一和第二部件的并构造成至少部分地基于所述第二端子之间的电压差和所述至少一个QRS复合事件来判断活体心脏输出量。

22. 根据权利要求11所述的系统,其中所述第一端子的所述第一尺寸和所述第二端子的所述第二尺寸利于增加所述部件检测的精度。

23. 一种用于判断活体心脏输出量的方法,所述方法包括:

提供至少两个电极组件,每个包括第一和第二端子,其中第一端子每个包括具有第一尺寸的末端部分,和第二端子每个包括具有第二尺寸的末端部分,其不同于第一端子末端部分的第一尺寸;

把至少两个电极组件放置在活体皮肤上;

产生电流流过至少两个电极组件的第一端子之间至少部分地通过活体;

检测每个第二端子处的电压;

从检测的电压判断心脏每搏输出量;和

至少地部分基于判断的心脏每搏输出量来判断心脏输出量。

24. 根据权利要求23所述的方法,其中提供至少两个电极组件包括提供第一端子,每个包括具有第一直径的末端部分,和提供第二端子,每个包括具有第二直径的末端部分,其不同于第一端子末端部分的第一直径。

25. 根据权利要求23所述的方法,其中提供至少两个电极组件,每个包括第一和第二端子,其中第一端子每个包括具有第一尺寸的末端部分,和第二端子每个包括具有第二尺寸的末端部分,其不同于第一端子末端部分的第一尺寸,所述的提供至少两个电极组件包括利于增加在每个第二端子处检测电压的精度。

26. 根据权利要求23所述的方法,其中放置至少两个电极组件包括把至少两个电极组件中的至少一个放在活体胸腔上。

27. 根据权利要求23所述的方法,其中放置至少两个电极组件包括把至少

两个电极组件中的至少一个放在活体颈部上。

28. 根据权利要求23所述的方法，其中产生电流包括把每个具有第一连接器尺寸的第一对电缆连接到第一端子和把每个具有第二连接器尺寸的第二对电缆连接到第二端子，其中第一和第二连接器尺寸不同，第一连接器尺寸对应第一端子末端部分的第一尺寸，第二连接器尺寸对应第二端子末端部分的第二尺寸。

29. 根据权利要求23所述的方法，其中检测每个第二端子处的电压包括检测第二端子间的电压差。

30. 根据权利要求23所述的方法，其中判断心脏每搏输出量包括判断左心室射血时间(LVET)和阻抗微分，并至少部分地基于LVET和阻抗微分来计算每搏输出量。

31. 根据权利要求23所述的方法，其中判断心脏输出量包括判断的心脏每搏输出量乘以心率。

32. 根据权利要求23所述的方法还包括从活体检测至少一个心电图(ECG)电压，并至少部分的基于至少一个检测的ECG电压来判断心率。

33. 一种电连接器，用于把电缆电气地和机械地连接到端子，所述连接器包括：

壳体，包括至少一个壁和至少部分地由所述至少一个壁限定的内腔，所述至少一个壁包括孔用于容纳至少一部分端子；

弹簧，至少部分地位于所述内腔内并电气可连接到电缆，所述弹簧包括第一和第二臂，每个臂具有第一部分和第二部分，所述第一部分限定了相对所述壳体孔定位的开口以当端子延伸穿过所述壳体孔时容纳至少一部分端子，所述第一部分朝向彼此偏置从而当端子被容纳在所述开口内时所述第一部分接合端子以利于把端子电连接到所述弹簧并利于把端子保持在所述开口内，所述第一和第二部分构造成当所述第一和第二臂第二部分朝向彼此移动时所述第一和第二臂第一部分逆着偏置远离彼此移动以扩大所述开口用于容纳穿过其的端子；和

至少一个致动器，连接到与所述第一和第二臂第二部分接合的所述壳体，所述至少一个致动器构造成使所述第一和第二臂第二部分朝向彼此移动。

34. 根据权利要求33所述的连接器，其中所述第一和第二臂第一部分是部

分的弓形从而所述开口为一般圆形。

35. 根据权利要求33所述的连接器，其中所述弹簧第一臂包括第一末端部分，其可电连接到电缆和与第一末端部分相反的第二末端部分，和所述弹簧第二臂包括第一末端部分，其可电连接到电缆和与第一末端部分相反的第二末端部分，其中所述第一和第二臂第二末端部分连在一起。

36. 根据权利要求33所述的连接器，其中所述至少一个致动器包括第一和第二致动器，所述第一致动器连接到与所述第一臂第二部分接合的所述壳体并构造成使所述第一臂第二部分朝向所述第二臂第二部分移动，所述第二致动器连接到与所述第二臂第二部分接合的所述壳体并构造成使所述第二臂第二部分朝向所述第一臂第二部分移动。

37. 根据权利要求36所述的连接器，其中所述第一和第二致动器每个包括可旋转地连接到所述壳体的第一末端部分从而所述第一和第二致动器每个相对所述壳体旋转，和与第一末端部分相对的第二末端部分，其中所述第一和第二致动器的所述第二末端部分的旋转朝向所述连接器的中心纵轴移动所述第一和第二臂第二部分朝向所述中心纵轴。

38. 根据权利要求37所述的连接器，其中所述第一臂第二部分偏置所述第一致动器第二末端远离所述中心纵轴而所述第二臂第二部分偏置所述第二致动器第二末端远离所述中心纵轴。

39. 根据权利要求33所述的连接器，其中端子包括在根部和末端部分延伸的侧壁部分，末端部分具有臂侧壁部分更大的横截面尺寸，所述第一和第二臂第一部分每个构造成接合端子侧壁部分。

40. 根据权利要求33所述的连接器，其中所述弹簧构造成使所述第一部分构造为接合多个不同尺寸的端子。

41. 根据权利要求33所述的连接器，其中所述壳体孔包括至少一个孔并且所述弹簧开口是第一开口，所述弹簧第一和第二臂第一部分限定相对所述至少一个孔定位的第二开口以容纳至少一部分延伸穿过所述壳体孔的端子，所述第一部分偏置朝向彼此从而当端子被容纳在所述第二开口内时所述第一部分接合端子以利于把端子电连接到所述弹簧并利于保持端子在所述开口内，所述第一和第二部分构造成当所述第一和第二臂第二部分朝向彼此移动时所述第一和第二臂第一部分远离彼此移动逆着偏置从而扩大所述第二开口用于容纳穿

过其的端子。

42. 一种用于把电缆电气地及机械地连接到端子的电连接器，所述连接器包括：

壳体，包括至少一个壁和至少部分地由所述至少一个壁限定的内腔，所述至少一个壁包括一个孔用于容纳至少一部分端子；和

接合部件，至少部分地定位在所述内腔内并电连接到电缆，所述接合部件包括第一和第二开口，每个开口相对所述至少一个孔定位从而当端子延伸穿过所述至少一个孔时容纳至少一部分端子，所述接合部件构造成当端子被容纳在所述第一开口时接合端子以利于把端子电连接到所述接合部件并利于保持端子在所述第一开口内，所述接合部件构造成当端子被容纳在所述第二开口内时接合端子以利于把端子电连接到所述接合部件并利于保持端子在所述第二开口内。

43. 根据权利要求42所述的连接器，其中所述接合部件包括弹簧。

## 传导电流的方法及装置

### 发明背景

本申请是2004年11月22日提交的、名称为“电连接器装置及方法”、序号为10/995, 610的美国专利申请的部分继续申请并要求其优先权, 在此其全部被引用作为参考。

本发明通常是涉及生物学分析, 且更特别地涉及经由活体传导电流从而判断该活体的性质的方法及装置。

至少一些已知的方法利用阻抗心电图来无创地判断心脏输出估计。例如, 心阻抗血流图, 有时称作胸生物阻抗或阻抗血流图, 可用于检测心脏的每搏输出量。然后将每搏输出量乘以例如用心电图(ECG)获得的心率, 得到心脏输出量。至少一些已知的检测每搏输出量的方法包括胸或胸腔建模, 阻抗 $ZT(t)$ 为恒定阻抗,  $Z_0$ , 和为时间变化的阻抗,  $\Delta ZT(t)$ 。阻抗在时间上的变化与射流体积的变化相关, 并最终与每搏输出量和心脏输出量相关。

在至少一些已知的方法中, 利用从两个或更多的放在活体上不同位置的电极组件提取的阻抗波形检测阻抗。电极组件包括连接到电流源的激励端子和连接到检测装置的检测端子。向激励端子提供的AC电流从第一电极组件的激励端子通过活体流到第二电极组件的激励端子。然后检测两个电极组件的检测端子的电压并用于获得胸阻抗 $ZT(t)$ 。已知的检测和激励端子在每个电极上通常是同样的标准尺寸。例如, 已知的电极端子通常分别从电流源或检测装置接受同样尺寸的电连接器。但是, 因为电极端子是同样尺寸的, 连接器可能会被不注意地连接到错误的电极端子, 从而使电路反向。更具体的, 连到电流源的电连接器可能会被不注意地连接到检测端子和连到检测装置的电连接器可能会被不注意地连接到激励端子。把电连接器连到错误端子会降低阻抗测量的精确度, 其会降低判断出的心脏输出量精确度和/或会导致对活体的处置不当。

### 发明概述

在一个方面, 一种用于活体的电极组件, 包括: 基底, 具有第一和第二开



口延伸穿过；和第一端子，至少部分地被容纳在所述第一开口中。所述第一端子包括具有第一尺寸的末端部分。至少一部分所述第一端子构造成传导电流。第二端子是至少部分地被容纳在所述第二开口中。所述第二端子包括具有第二尺寸的末端部分，其不同于所述第一端子末端部分的第一尺寸。至少一部分所述第二端子构造成传导电流。组件还包括第一电解元件，构造成在活体皮肤与所述第一端子之间传输电流；和第二电解元件，构造成在活体皮肤与所述第二端子之间传输电流。

在另一个方面，一种用于判断活体心脏输出量的系统，所述系统包括至少两个电极组件，每个组件包括第一和第二端子。所述第一端子每个包括具有第一尺寸的末端部分。所述第二端子每个包括具有第二尺寸的末端部分，其不同于所述第一端子末端部分的所述第一尺寸。至少一部分每个所述第一和第二端子构造成能传导电流。每个所述第一端子构造成连接到电流源。所述系统还包括一部件，其连接到每个所述第二端子并构造成检测在所述第二端子之间的电压差，该电压差是由所述第一端子之间流动并通过至少一部分活体的电流而产生的。

在另一个方面，提供一种用于判断活体心脏输出量的方法。所述方法包括：提供至少两个电极组件，每个包括第一和第二端子，其中第一端子每个包括具有第一尺寸的末端部分，和第二端子每个包括具有不同于第一端子末端部分的第一尺寸的第二尺寸的末端部分；把至少两个电极组件放置在活体皮肤上；产生电流流过至少两个电极组件的第一端子之间并至少部分地通过活体；检测每个第二端子处的电压；从检测的电压判断心脏每搏输出量；和至少部分地基于判断的心脏每搏输出量来判断心脏输出量。

在另一个方面，一种用于电气地和机械地把电缆连接到端子的电连接器，包括：壳体，其包括至少一个壁；和内腔，其至少部分地由所述至少一个壁所限定。所述至少一个壁包括一孔，用于容纳至少一部分端子。一弹簧至少部分地位于所述内腔内并于电缆电气可连接。所述弹簧包括第一和第二臂，每个臂具有第一部分和第二部分。所述第一部分限定了相对所述壳体孔定位的开口，以当端子延伸穿过所述壳体孔时容纳至少一部分端子。所述第一部分朝向彼此偏置从而当端子被容纳在所述开口内时所述第一部分接合端子以利于把端子电连接到所述弹簧并利于把端子保持在所述开口内。所述第一和第二部分被构

造成这样,当所述第一和第二臂第二部分朝向彼此移动时,所述第一和第二臂第一部分彼此远离地移动,以扩大用于容纳穿过其的端子的所述开口。至少一个致动器被连接到与所述第一和第二臂第二部分接合的所述壳体。所述至少一个致动器被构造成使所述第一和第二臂第二部分朝向彼此移动。

在另一个方面,一种用于电气地及机械地把电缆连接到端子的电连接器包括:壳体,其包括至少一个壁;和内腔,其至少部分地由所述至少一个壁限定。所述至少一个壁包括至少一个孔,用于容纳至少一部分端子。一接合部件被至少部分地定位在所述内腔内并电连接到电缆。所述接合部件包括第一和第二开口,每个被定位相对于所述至少一个孔从而当端子延伸穿过所述至少一个孔时容纳至少一部分端子。所述接合部件被构造成当端子被容纳在所述第一开口时接合端子以利于把端子电连接到所述接合部件并利于保持端子在所述第一开口内。所述接合部件被构造成当端子被容纳在所述第二开口内时接合端子以利于把端子电连接到所述接合部件并利于保持端子在所述第二开口内。

## 附图说明

图 1 是用于活体的电极组件的示例性实施方式的顶透视图。

图 2 是图 1 所示电极组件的底透视图。

图 3 是图 1 所示电极组件的局部分解视图。

图 4 是图 1 所示电极组件沿线 4-4 的局部剖视图。

图 5 是图 1 所示电极组件沿线 5-5 的局部剖视图。

图 6 是图 1 所示电极组件的变化的实施方式的透视图。

图 7 是可用于图 1 所示电极组件的电连接器的示例性实施方式的透视图。

图 8 是图 7 所示电连接器的分解图。

图 9 是用于图 7 所示电连接器的弹簧的示例性实施方式的透视图。

图 10 是图 9 所示弹簧处于闭合状态时的顶平面视图。

图 11 是图 9 所示弹簧处于打开状态时的顶平面视图。

图 12 是用于判断活体心脏输出量的示例性系统的示意框图。

图 13 是描述用于判断活体心脏输出量的示例性方法的流程图。

图 14 是有多个图 1 所示电极组件附着其上的示例性人体胸腔示意图。

## 发明详述

图 1 是用于活体（图 1 未示出）的电极组件 10 的示例性实施方式的顶透视图。图 2 是电极组件 10 的底透视图。图 3 是电极组件 10 的局部分解视图。图 4 是电极组件 10 沿线 4-4（图 1 所示）的局部剖视图。图 5 是电极组件 10 沿线 5-5（图 1 所示）的局部剖视图。电极组件 10 通常包括一基底 12，多个端子 14 和 16 用于传导电流，和多个电解元件 18 和 19。虽然仅示出了两个端子 14 和 16，电极组件 10 可包括任意数量的端子。如下文更详细的说明，端子 14 和 16 的尺寸不同从而便于部件在正确的方向连接到端子 14 和/或 16。更具体的，因为端子 14 和 16 的尺寸不同，端子 14 和 16 防止电缆被不注意地连接到错误的端子 14 和/或 16。

基底 12 可以是使得基底 12 能实现在此说明的功能的任意适合的尺寸和/形状，无论在此是否说明和/或描述。例如，在一些实施方式中基底 12 的尺寸和/或形状设置成与活体的某些身体形貌一致。例如，在一个实施方式中，基底 12 的尺寸设为，但不局限于被设为，与活体的胸一致的尺寸和/或形状，和/或与活体的颈部一致的尺寸和/或形状。虽然基底 12 可为任意适合的形状，图 6 示出了基底 12 的形状的一个变化的实施方式。

基底 12 可由能使得基底 12 能实现在此说明的功能的任意适合的材料制作，无论在此是否说明和/或描述。例如，在一些实施方式中基底 12 包括聚乙烯泡沫和/或乙烯基材料。在一些实施方式中，基底 12 用一般弹性的材料制成。选择用于制作基底 12 材料的柔顺性和/或弹性从而利于使得基底 12 至少部分地顺应活体解剖轮廓，而能仍旧保持足够的刚性从而端子 14 和 16 保持在相对基底 12 预定的位置和方向。

基底 12 包括多个延伸穿过其的开口 20 和 22。端子 14 和 16 分别被容纳在开口 20 和 22 内，从而端子 14 和 16 的各自的末端 24 和 26 向外延伸一定距离并从基底 12 的上表面的上方凸出。虽然在此示出的基底 12 仅包括两个开口 20 和 22 用于分别容纳两个端子 14 和 16，基底 12 还可包括任意数量的开口用于容纳任意数量的端子。利用任意适合的构造和/或装置把端子 14 和 16 相对基底 12 固定，和/或定向，例如，但不限于，用各个安装元件 28 和 29（在下文中详细说明）。端子 14 和 16 相对彼此间隔任意适合的距离从而使得端子 14 和 16 能实现在此描述的功能。在一些实施方式中，其中电极组件 10 包括不止

两个端子，一些相邻端子之间的距离可以不同于其它相邻端子之间的距离。例如，在这样的实施方式中，端子间的不同间隔利于临床医生能够在把电缆连接到两种端子时在不只一种端子间隔中进行选择。

端子 14 和 16 的每个都可以具有任何尺寸和/或形状使得端子 14 和 16 能实现在此描述的功能。例如，在示例性实施方式中每个端子 14 和 16 包括各自的侧壁部分 30 和 32，其在各自根部 34 和 36 与各自末端 24 和 26 之间延伸。端子 14 和 16 通常在连接于其上的电连接器（图 1-6 中未示出）与各自根部 34 和 36 之间传导电流。在示例性实施方式中，根部 34 和 36，侧壁部分 30 和 32，和末端部分 24 和 26 每个都被制成大致圆形横截面形状。虽然每个端子 14 和 16 可以有大致相同的从每个根部 34 和 36 延伸到各自末端部分 24 和 26 的横截面尺寸，在示例性实施方式中，每个末端部分 24 和 26 分别具有直径 38 和 40，其大于侧壁部分 30 和 32 的各自直径 42 和 44。例如，在示例性实施方式中，末端部分 24 和 26 的增加的直径有利于将电连接器附着到每个端子 14 和 16。

端子 14 和 16 可用能使得端子 14 和 16 实现在此描述的功能的任意适合的材料制作。例如，端子 14 和 16 可用，但不限于，模制和/或挤压的黄金、黄铜、或任意其它使得端子 14 和 16 能实现在此描述的功能的导电材料制作。而且，在其它实施方式中，端子 14 和 16 由，但不限于，挤压的金属例如但不限于，具有诸如但不限于黄铜和/或黄金之类的金属涂层的镍制作。在另一个实施方式中，端子 14 和 16 由模制碳端子制成。在另一个实施方式中，端子 14 和 16 被制成具有诸如但不限于黄铜和/或黄金之类的金属涂层的模塑端子。在还一个实施方式中，端子 14 和 16 被制成被碳浸渍的模塑端子。

虽然每个端子 14 和 16 通常被制成“单件”构造（可能包括涂层和/或浸渍粒子），在示例性实施方式中每个端子 14 和 16 被制成“多件”构造。更具体的，在示例性实施方式中，每个端子 14 和 16 分别包括各自的端子元件 46 和 48 以及单独的端子元件 50 和 52。每个各自的端子元件 50 和 52 的柱 54 和 56 被容纳穿过在各自安装元件 28 和 29 内形成的开口 58 和 60 并被插入到每个各自端子元件 46 和 48 内限定的腔 62 和 64 中。这样，每个安装元件 28 和 29 被摩擦地保持在从每个各自端子元件 46 和 48 延伸的凸缘 66 和 68 与从每个各自端子元件 50 和 52 延伸的凸缘 70 和 72 之间。当完全组装后，端子元件

46 和 50 形成端子 14，而端子元件 48 和 52 形成端子 16。在一些实施方式中，端子元件 50 和/或 52 由任意适合的材料涂覆，该材料利于端子 14 和/或 16 实现在此描述的功能，例如，但不限于 Ag/AgCl 和/或氯化锌。

将每个电解元件 18 和 19 施加到靠在活体皮肤上的、基底 12 的下表面 74。更具体的，将电解元件 18 和 19 施加到表面 74 从而每个电解元件 18 和 19 接触各自的端子 14 和 16。通常，电解元件 18 和 19 利于在各自的端子 14 和 16 与活体皮肤之间传导电流。在示例性实施方式中，每个电解元件 18 和 19 被施加到基底表面 74 从而每个元件 18 和 19 的一部分被容纳在各自基底开口 20 和 22 内并接触各自端子元件 50 和 52 的表面 76 和 78。在一些实施方式中，元件 18 和 19 相对每个各自端子 14 和 16 的位置、尺寸、形状、构造、和/或方向会影响端子 14 和 16 处的电性质检测精确度。因此，在示例性实施方式中将电解元件 18 和 19 施加到基底表面 74 从而每个元件 18 和 19 在每个各自端子 14 和 16 附近被大致对称地定向。但是，可将每个元件 18 和 19 以能使元件 18 和 19 实现在此描述的功能的、任意适合的方向、尺寸、形状、构造、和/或位置施加到基底表面 74。例如，在一些实施方式中例如在每个各自端子 14 和 16 附近以非对称方向把每个元件 18 和 19 施加到基底 74 从而利于产生预定的电解条件。而且，例如，在一些实施方式中把每个元件 18 和 19 分为多个部件部分。

电解元件 18 和 19 可由能使元件 18 和 19 实现在此描述的功能的任意适合的材料制作，例如，但不限于，紫外线固化氯化钾（KCL）凝胶。在一些实施方式中，元件 18 和 19 的 UV 固化利于更加牢固的结合性和改善的机械性质，由此确保当把电极组件 10 附着到活体皮肤时保持足够的粘接和/或电解性质而减少元件 18 和 19 的额外伸展和/或变薄。

电极组件 10 基底表面 74 包括任意适合的粘接剂以利于移除附着到活体皮肤的电极组件 10。在一些实施方式中，电解元件 18 还利于在基底 12 与活体皮肤之间的粘接。

电极组件 10 使电流能在电流源（图 1-6 中未示出）与活体皮肤之间传导。例如，虽然电极组件 10 可用于判断活体的其它性质，在示例性实施方式中电极组件 10 用于判断活体的心脏输出量，如下文更加详细的说明。在示例性实施方式中，端子 14 是激励端子，其导致一必需的电位以产生流过活体胸腔（未

示出)的电流,而端子16是检测端子其使得能够利用一个或更多电性质来判断待检测的心脏输出量。在操作中,AC电流从附着到活体的一个电极组件10的激励端子14经由活体身体传导到附着到活体的另一个电极组件10的激励端子14。然后在附着到活体的两个电极组件的检测端子16之间检测电压。

关于已知的电极,检测和激励端子通常按同样标准尺寸制作并且同样的,每个这样的端子可被连接到相同尺寸的电连接器(图1-6中未示出),该电连接器被连接到从检测装置(图1-6中未示出)和/或电流源延伸的电缆上。同样,关于已知的激励和检测电极,电连接器会被不注意地连接到错误的端子,从而由电流源、活体身体、和检测装置形成的电流反向。更具体的,关于已知电极,连接到电流源的电连接器会被不注意地连接到检测端子而连接到检测装置的电连接器会被不注意地连接到激励端子。把电连接器连接到错误的端子会降低电性质检测的精确度,从而降低判断心脏输出量的精确度,和/或会导致对活体的处置不当。

为了便于精确测量电性质,端子14和16被设置为彼此尺寸不同。这样,例如,从电缆延伸连接到的电流源的连接器(图1-6中未示出)仅被连接到端子14而从电缆延伸连接到的检测装置的连接器(图1-6中未示出)仅被连接到端子16。这样,端子14和16利于防止检测装置不注意地被连接到错误端子。每个端子14或16的任意部分可与其它端子14或16的同样部分的尺寸不同从而利于防止错误的电连接器被连接到端子14或16。在示例性实施方式中,端子末端部分24的尺寸不同于端子末端部分26。具体的,在示例性实施方式中,端子14的直径38大于端子16对应的直径40。在变化的实施方式中,端子直径40大于端子直径38。应当知道端子14的末端部分24和端子16的末端部分26中的每个都可为任意尺寸,虽然彼此不同。例如,在一些实施方式中端子14的直径38为至少约0.155英寸,而端子16的直径40介于约0.1英寸到约0.155英寸之间。在其它实施方式中,端子14的直径38介于约0.18英寸和约0.19英寸之间,而端子16的直径40介于约0.12英寸和约0.13英寸之间。在另一个实施方式中,例如,端子14的直径38介于约0.1英寸和约0.155英寸之间,而端子16的直径40至少约为0.155英寸。例如,在其它实施方式中,端子14的直径38介于约0.12英寸和约0.13英寸之间,而端子16的直径40介于约0.18英寸和约0.19英寸之间。

虽然在此描述和/或说明的端子 14 为激励端子而在此描述和/或说明的端子 16 为检测端子用于判断活体心脏输出量, 以及虽然在此描述和/或说明的端子 14 和 16 尺寸不同以利于防止连接到电流源的电连接器被不注意地连接到检测端子 16 和/或防止连接到检测装置的电连接器被不注意地连接到激励端子 14, 在其它实施方式中端子 14 和 16 可以尺寸不同从而利于在任何至少部分地由活体和端子 14 及 16 组成的电路中防止错误的电连接器被不注意地连接到端子 14 和/或 16。而且, 虽然在此描述和说明的端子 14 和 16 被连接到同样基底 12, 在其它实施方式中, 端子 14 和 16 中的每个都可被连接到一分开的基底上。

图 7 是可用于电极组件 10 (图 1-6 所示) 的电连接器 100 的示例性实施方式的透视图。图 8 是电连接器 100 的分解图。图 9 是用于电连接器 100 的弹簧 102 的示例性实施方式的透视图。连接器 100 利于电气地和机械地把连接电缆 104, 例如但不限于, 从电流源 (图 7-9 未示出) 和/或检测装置 (图 7-9 未示出) 连接到一端子, 例如但不限于, 电极组件 10 的端子 14 (图 1-6 所示) 和/或端子 16 (图 1-6 所示)。虽然连接器 100 可被用于把任意电缆连接到任意端子, 在此通常根据电极组件 10 对连接器 100 进行描述。

连接到 100 包括壳体 106, 弹簧 102, 和至少一个致动器 108。在示例性实施方式中, 壳体 106 包括多个在壳体 106 内限定内腔 114 的壁 110 和 112。多个开口 116 和 118, 在此有时称作孔, 延伸穿过壁 112。孔 116 和 118 的尺寸设成容纳一个端子 14 和/或端子 16 的一部分在内。虽然仅示出了两个壁 110 和 112, 壳体 106 可包括任意数量的壁并可被制成能实现在此说明和/或描述功能的任意适合的尺寸、形状、和/或材料。虽然仅示出了两个孔 116 和 118, 壳体 106 还可包括任意数量的孔用于容纳任意数量的端子在内。而且, 虽然在此描述和说明的孔 116 和 118 被形成在壁 112 内, 在其它实施方式中, 孔 116 和 118 中的每个可被形成于壁 110 或其它壁 (未示出) 内, 如果包括有的话。

弹簧 102 定位在内腔 114 内并包括一对臂 120 和 122。臂 120 在一对相对末端部分 124 和 126 之间延伸。同样, 臂 122 在一对相对末端部分 128 和 130 之间延伸。每个臂末端部分 124 和 128 被连接到电缆 104。在示例性实施方式中, 臂末端部分 126 和 130 被连在一起。每个各自的臂 120 和 122 的一部分 132 和 134 限定了多个开口 136 和 138。在示例性实施方式中, 开口 136 和 138

中的每个相对各自的孔 116 和 118 定向以使得一部分端子被容纳在内。或者，开口 136 和 138 都相对在壳体 106 内的单个孔（未示出）定向其尺寸使得开口 136 和 138 都能容纳延伸穿过该孔的端子。

在闭合位置 140，弹簧臂部分 132 和 134 朝向彼此并朝向连接器 100 的中心纵轴 139 偏置，如图 10 所示。部分 132 和 134 可逆着偏置并远离彼此和轴 139 地移动到达图 11 所示的打开位置 142。在打开位置 142，开口 136 和 138 的每个都大于在闭合位置 140 时的尺寸。在打开位置 142，开口 136 和 138 每个尺寸设定为使端子被容纳在内。当然，在一些实施方式中仅有部分 132 或 134 之一相对轴 139 和其它部分 132 和 134 是可移动的。

在示例性实施方式中，部分 132，134 绕着末端部分 126 和 130 之间的互联被铰接。更具体的，在示例性实施方式中，每个弹簧臂 120 和 122 包括各自的部分 144 和 146 使得部分 132 和 134 通常能远离彼此和轴 139 地移动到打开位置 142。例如，在示例性实施方式中相对各自部分 144 和 146 设置部分 132 和 134 的尺寸和形状，并与之互联，从而部分 144 和 146 的朝向彼此和轴 139 移动导致部分 132 和 134 远离彼此移动并朝向打开位置 142。当然，在一些实施方式中仅有部分 144 或 146 之一是相对轴 139 可移动的。

在示例性实施方式中，开口 136 和 138 中的每个尺寸和形状设成当各自的端子 14 和 16 延伸穿过各自壳体孔 116 和 118 时能容纳一部分各自的端子 14 和 16 在内。例如，在示例性实施方式中，部分 132 和 134 中的每个分别包括弓形 148 和 150，基本反映了待接合的端子侧壁部分 30 的一部分。同样，在示例性实施方式中，部分 132 和 134 弓形地形成在各自区段 152 和 154 从而利于接合端子侧壁部分 32。在其它实施方式中开口 136 和 138 每个的尺寸和/或形状设成容纳，和/或使得，任意尺寸和/或形状的端子接合。在一些实施方式中，每个开口 136 和 138 的尺寸和/或形状被设成容纳不同尺寸和/或不同形状的端子。例如，在示例性实施方式中，设置开口 136 和 138 中每个的尺寸从而部分 132 和 134 的偏置可被调节以适应任意数量的不同尺寸的端子。虽然仅示出了两个开口 136 和 138，弹簧 102 还可包括任意数量的开口，用于每个开口容纳任意数量的端子。

弹簧 102 可由能使弹簧 102 实现在此描述的功能的任意材料制成。例如，在一些实施方式中弹簧 102 由，但不限于，钢和/或镍制成。弹簧 102 的一个



具体实例是镀镍不锈钢。

虽然可用任意适合的结构和/或装置移动弹簧部分 144 和 146, 在示例性实施方式中连接器 100 包括多个连接到壳体 106 的致动器 156 和 158 以利于移动部分 144 和 146 朝向彼此并朝向轴 139。更具体的, 在示例性实施方式中致动器 156 和 158 被连接到壳体 106 从而致动器 156 和 158 接合各自的部分 144 和 146 从而使得各自的部分 144 和 146 移动。致动器 156 包括一对相对的末端部分 160 和 162, 而致动器 158 包括一对相对的末端部分 164 和 166。在示例性实施方式中, 用任意适合的构造和/或装置把末端部分 160 和 162 可旋转地连接到壳体 106 使得致动器 156 和 158 相对壳体 106 绕各自旋转轴 168 和 170 旋转。更具体的, 致动器 156 和 158 接合各自部分 144 和 146 从而末端部分 162 和 166 绕各自轴 168 和 170 的旋转导致部分 144 和 146 朝向彼此移动。在示例性实施方式中, 因为部分 144 和 146 远离彼此朝向闭合位置 140 偏置, 致动器末端部分 162 和 166 被偏置远离彼此到各自的位置 172 和 174。

为了把连接器 100 连接到端子 102, 通过将致动器 156 和 158 朝向彼此移动, 其导致部分 144 和 146 朝向彼此地被移动, 从而打开弹簧 102 动器。同时, 部分 132 和 134 朝向彼此移动而开口 136 和 138 从闭合位置 140 向打开位置 142 被扩大。然后端子被容纳在开口 136 或 138, 且释放弹簧 102 以导致部分 132 和 134 被朝向彼此地移动并与端子接合。部分 132 和 134 的朝向闭合位置 140 的偏置迫使部分 132 和 134 与端子接合从而使端子电连接到弹簧 102, 这样端子保持在开口 136 或 138 内。当与端子接合时, 弹簧 102 能在端子和电缆 104 之间传导电流。在示例性实施方式中, 指示器 176 被连接到壳体 106 并被电连接到弹簧 102 从而当电流在电缆 104 与端子之间传导时能可视地指示。指示器 176 可以是任意合适的指示器, 例如, 但不限于, 发光二极管。

图 12 是用于判断活体心脏输出量的一示例性系统 200 的示意框图。系统 200 包括两个或更多电极组件 10 (图 1—6 中所示), 交流电流 (AC) 电流源 202 能产生基本恒定的电流, 电缆组件 204, 和检测装置 206。虽然示出了四个电极组件 10, 系统 200 还可包括多于一个的任意数量的电极组件 10。电缆组件 204 包括多个电缆 104 用于把检测装置 206 电气地连接到每个电极组件的检测端子 16 并用于把电流源 202 电气地连接到每个电极组件 10 的激励端子 14。

检测装置 206 包括处理器 208 具有在其上能运行的相关算法用于分析由检测端子 16 检测的信号，一个或多个与处理器 208 数据通信的存储器 210 用于存储并提取程序指令和/或数据，I/O 接口 212（例如包括模拟—数字转换器）用于在检测端子 16 与处理器 208 之间交换数据，与处理器 208 数据通信的大容量存储器 214 用于存储和提取数据，显示装置 216（与显示驱动器相关，未示出）用于向系统操作者提供输出显示，和输入装置 218 用于从操作者接收输入。应当知道处理器 208，存储器 210，I/O 接口 212，大容量存储器 214，显示装置 216，和输入装置 218（共同地包括检测装置 206）可以任意各自形式实现，例如，但不限于，个人计算机（PC），患者监视模块，手持计算机，和/或其它计算装置。

虽然可使用任意适合的电流，频率，和/或电压，在一些实施方式中施加来自电流源 202 的电流为约 2.5mA<sub>RMS</sub> 的约 70kHz 正弦波并且检测电压为约 75mV<sub>RMS</sub>。虽然电缆 104 可包括使得电缆 104 能实现在此描述和/或说明的功能的任意适合材料，在一些实施方式中电缆 104 包括铜和/或铝。在一些实施方式中，可用任意适合的绝缘体绝缘电缆 104，例如，但不限于，使用聚合物类的绝缘物。而且，在一些实施方式中选取每个电缆 104 的长度大致与每个电缆 104 的阻抗彼此匹配。

图 13 是描述用于判断活体心脏输出量的一示例性方法 300 的流程图，例如利用系统 200（图 12 中所示）。方法 300 包括放置两个或更多电极组件 10 在活体皮肤上的活体胸腔上方或下方的预定位置（302）。图 14 是一示例性人体的部分示意图，该人体具有有多个附着于该人体胸腔和颈部上的电极组件 10，尽管对于每个电极组件 10 也可采用任意适合的位置。方法 300 包括产生一基本恒定 AC 电流（304），该电流从电流源通过每个电极组件 10 的激励端子 14 和人体胸腔流到另外电极组件 10 的激励端子 14。然后检测每个检测端子 16 的电压 306，例如利用检测装置 206。由于胸腔阻抗，和其它因素，在检测端子 16 检测的电压通常从施加到激励端子 14 被降低。在一些实施方式中，在一个或更多检测端子 16 上检测的电压是绝对电压。在一些实施方式中，在两个或更多检测端子 16 上检测的电压是差分电压。然后由检测的电压（或多个电压）判断心脏每搏输出量（308），例如利用检测装置 206。在一些实施方式中，测定出左心室射血时间（LVET）和阻抗微分，和至少部分地基于测定

的 LVET 和阻抗微分来计算心脏每搏输出量。然后判断心率 (310)，例如利用检测装置 206。在一些实施方式中，通过利用一个或多个检测端子 16 检测的一个或多个心电图 (ECG) 电压来判断心率，和至少部分地基于检测的 ECG 电压来判断心率。而且，在一些实施方式中，其中使用多个电极组件 10，一个或多个 ECG 电压的检测包括在两个检测端子 16 之间检测一个或多个体表电压来识别人体内一个或多个 QRS 复合事件，其中 Q、R 和 S 是 ECG 中特定的基准点。在一些实施方式中，QRS 复合事件的频率被用于判断心率。然后基于判断的每搏输出量 (308) 和判断的心率 (310) 来判断心脏输出量 (312)，例如利用检测装置 206。在一些实施方式中，通过判断的每搏输出量 (308) 乘以判断的心率 (310) 来判断心脏输出量 (312)。

通过提供多个不同尺寸和/或形状的端子，描述和/或示意的电极组件 10 可利于防止错误的电连接器被连接到电端子从而，例如，电路反向。更具体的，当电极组件 10 被用于具有不同尺寸连接器的电缆时，组件 10 的不同尺寸的端子可利于防止错误电缆被连接到错误的端子。例如，当电极组件 10 用于活体时，组件 10 可利于防止连接到电流源的电缆被不注意地连接到检测端子和/或连接到检测装置的电缆被不注意地连接到激励端子。因此，电极组件 10 可利于防止由电流源、激励端子、活体身体、检测端子和检测装置构成的电路反向。这种反向会降低检测装置的检测精度，其会降低对活体属性判断的精度，和/或会导致对活体的处理不当。同样，电极组件 10 可利于增加检测装置的检测精度，其利于增加对活体属性判断的精度，和/或利于对活体的处理。

通过提供具有至少一个开口的弹簧 102，其包括打开位置大于端子，在此描述和/或示意的电连接器 100 可利于降低和/或避免施加在端子上的、用于把电缆连接到端子的一定量的压力，和因此当端子和活体一起使用时施加在活体上的一定量的压力。而且，通过提供具有多个不同尺寸开口的弹簧，和/或提供一个或多个构造成容纳多个不同尺寸端子的开口，连接器 100 可利于把电缆连接到不同尺寸的端子。

虽然在此描述和/或示意的组件、系统、连接器和方法是关于判断人体心脏输出量来描述和/或示意的，且更具体地利用人体胸腔判断心脏输出量，但是在此描述和/或示意的组件、系统、连接器和方法的实施通常不局限于利用人体胸腔、或者判断心脏输出量、或者人体。相反，在此描述和/或示意的组

件、系统、连接器和方法可用于判断任意活体的任意属性。

在此详细描述和/或示意了组件、系统、连接器和方法的示例性实施方式。组件、系统、连接器和方法不限于在此所描述的具体实施方式，相反，每个组件、系统和连接器的部件以及每个方法的步骤可与在此描述的其它部件和步骤单独地并分开地使用。每个部件和每个方法步骤，还可与其它部件和/或方法步骤结合使用。

当介绍了在此描述和/或示意的组件、系统、连接器和方法的元件/部件/等后，词“一个”，“一个”，和“至少一个”意图指有一个或多个元件/部件/等。术语“包括”，“包含”，和“具有”意图包含并指除了列出的元件/部件/等可能还有另外的元件/部件/等。

虽然已经以各种具体实施方式描述了本发明，那些本领域的技术人员会意识到本发明可以在权利要求的精神和范围内变化实施。

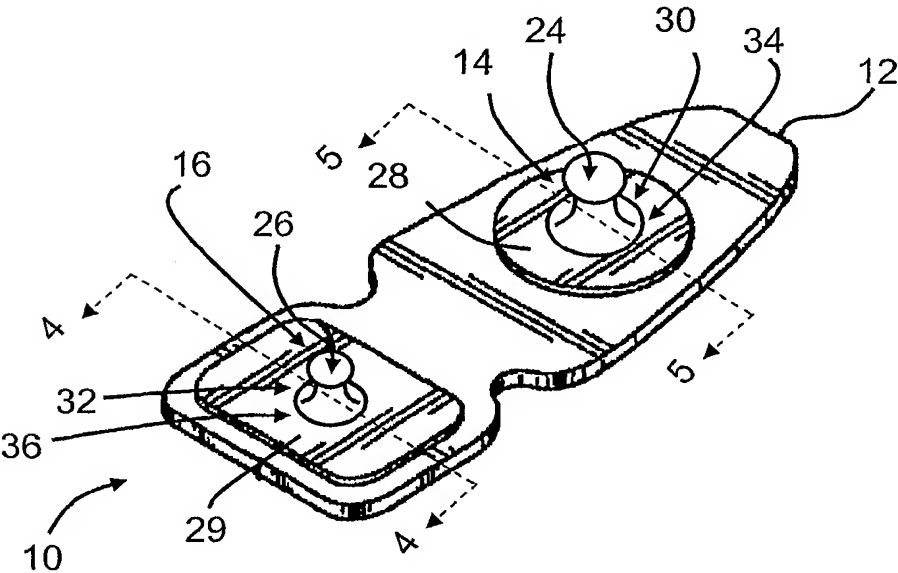


图1

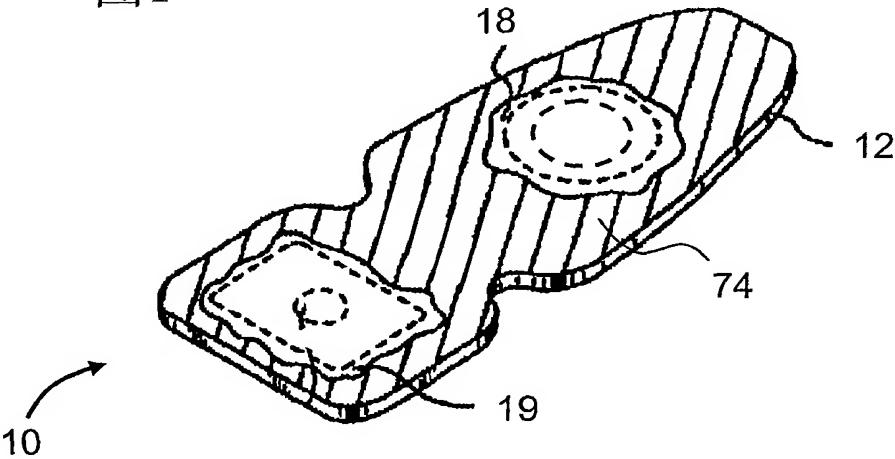


图2

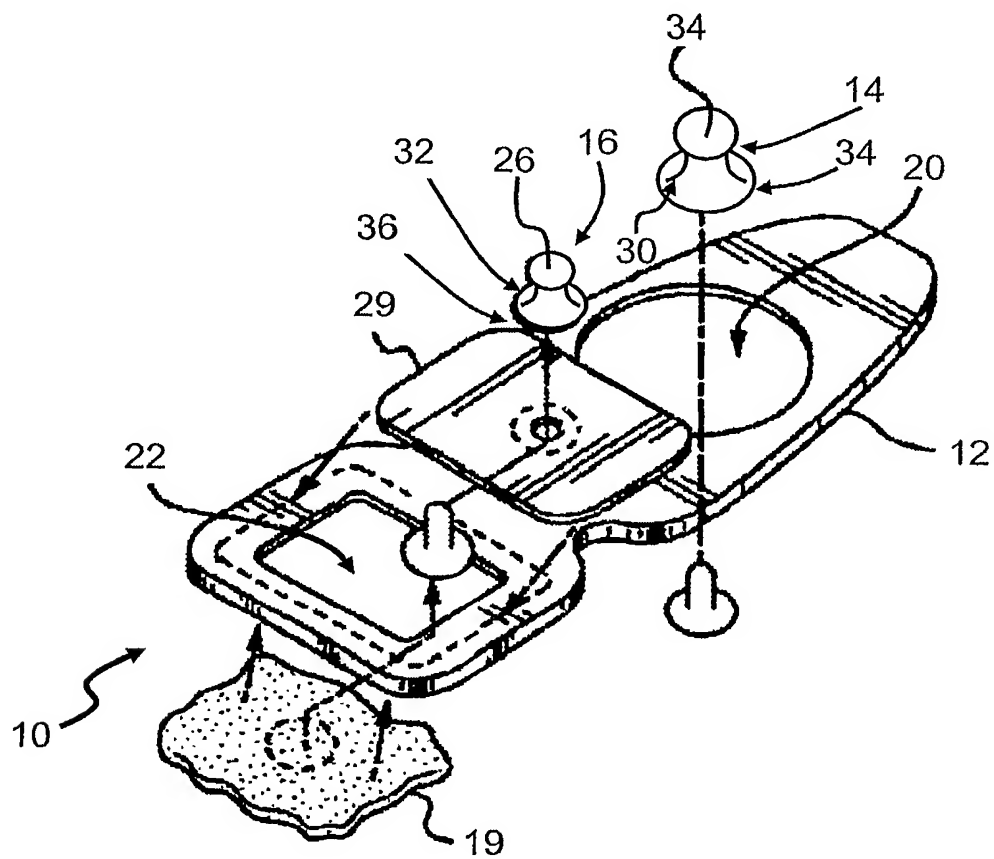


图 3

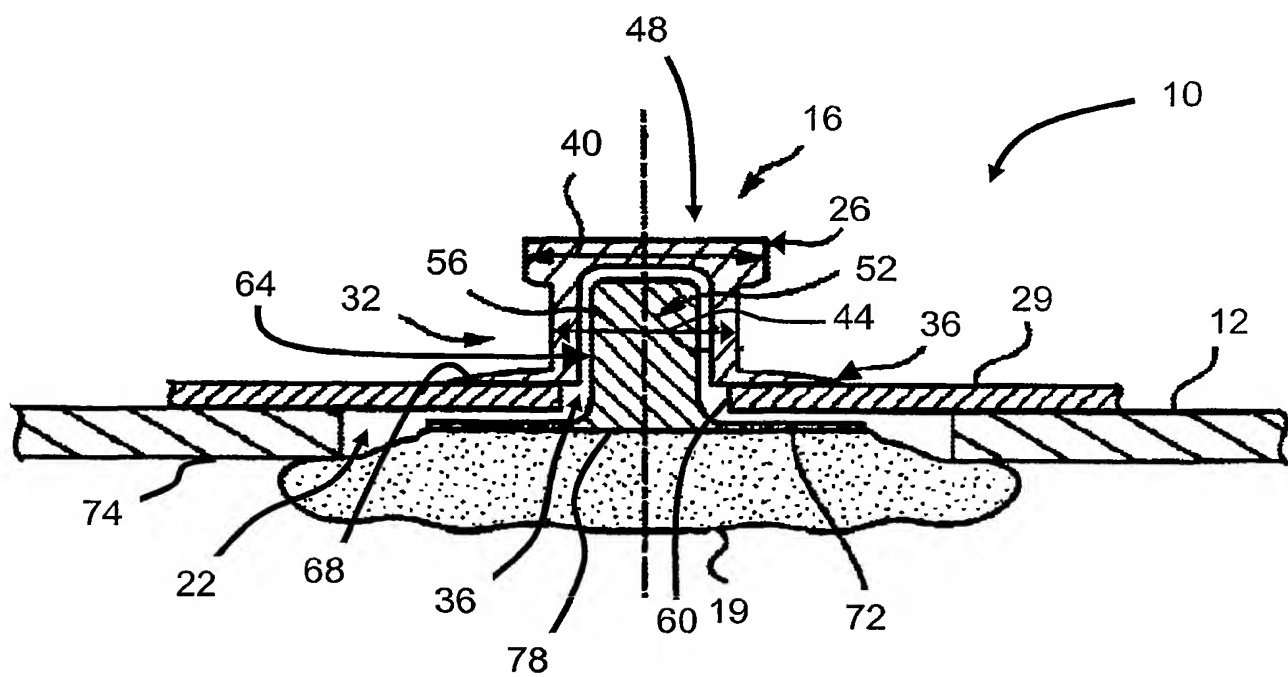


图 4

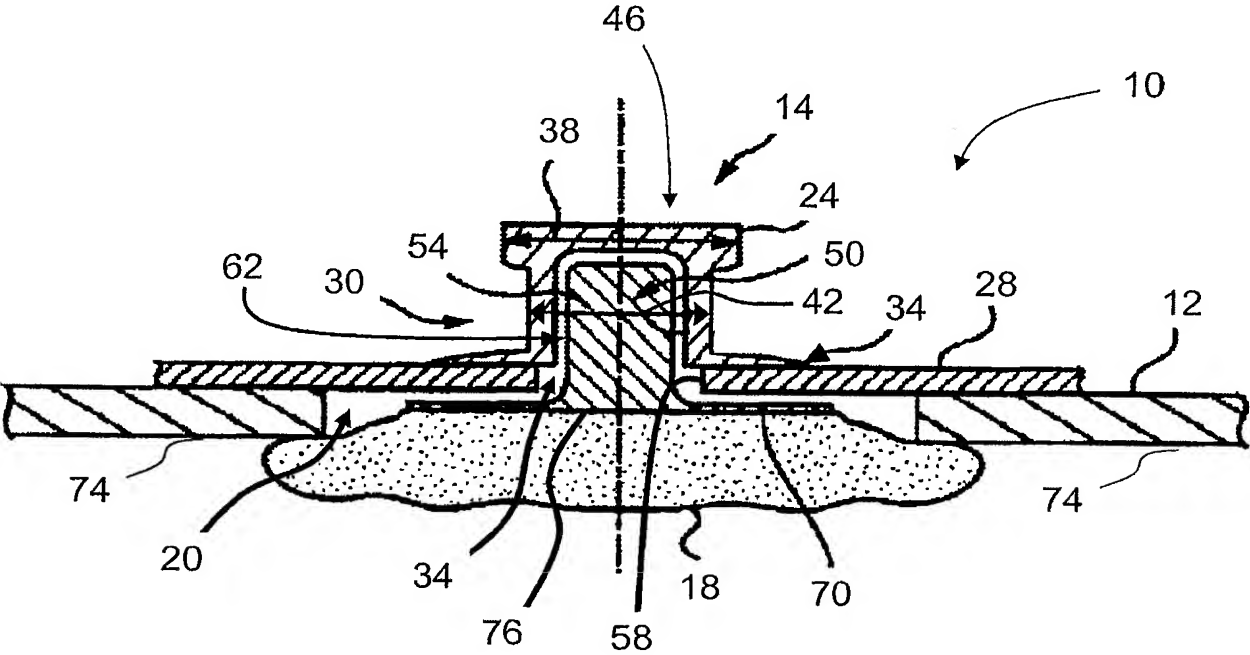


图 5

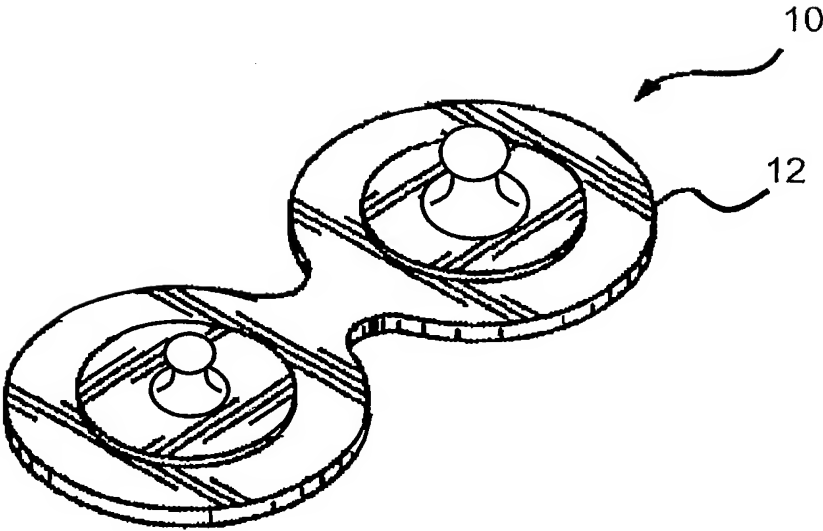


图 6

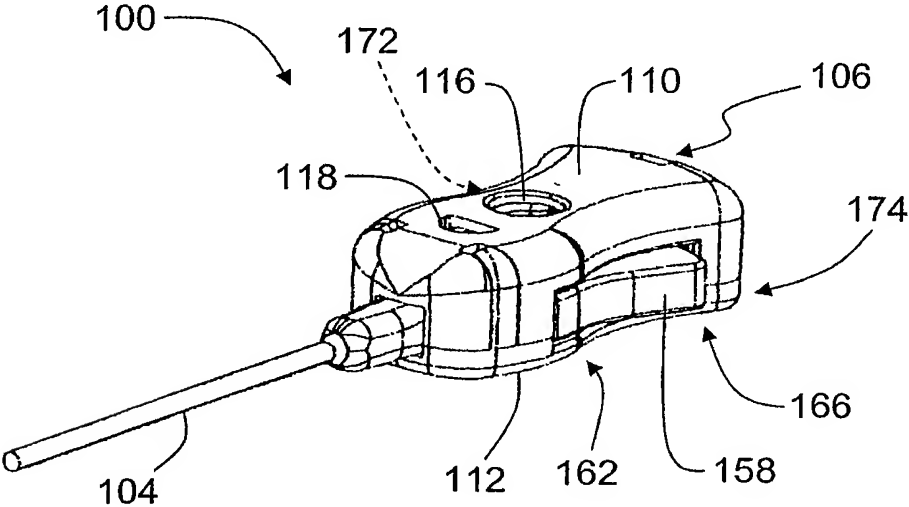


图 7



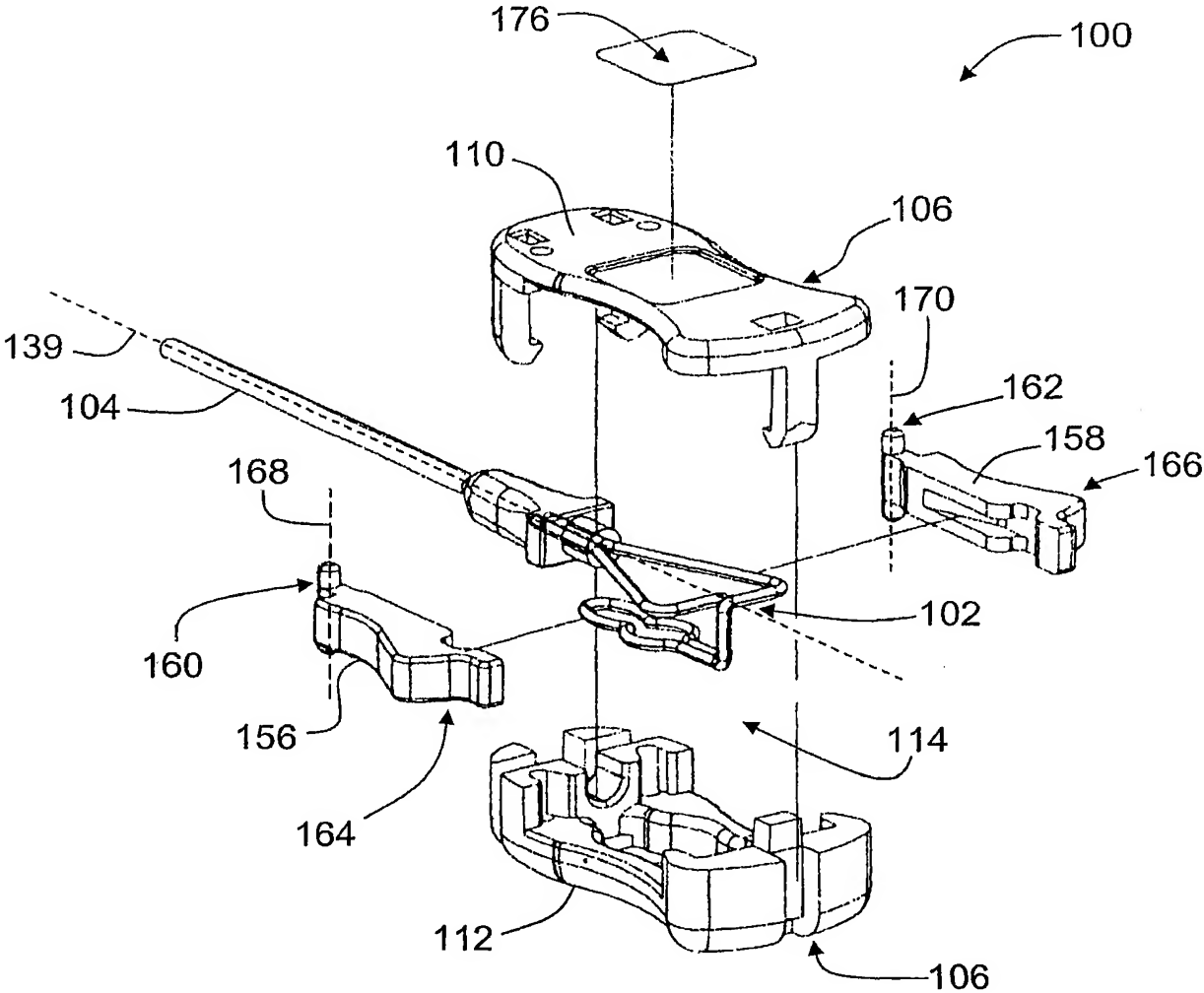


图 8

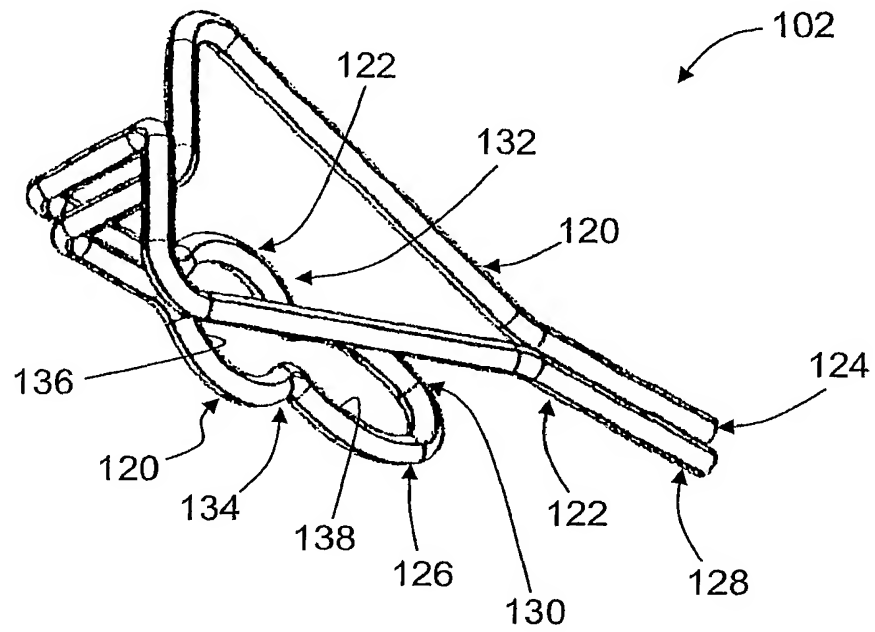


图 9

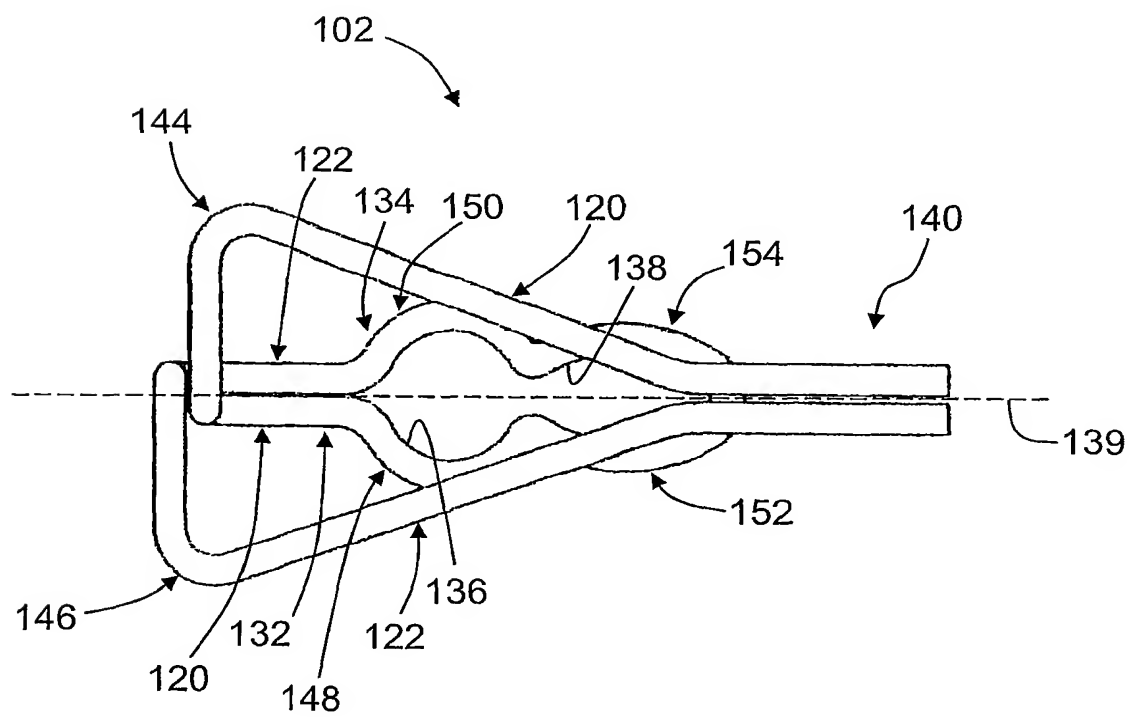


图 10

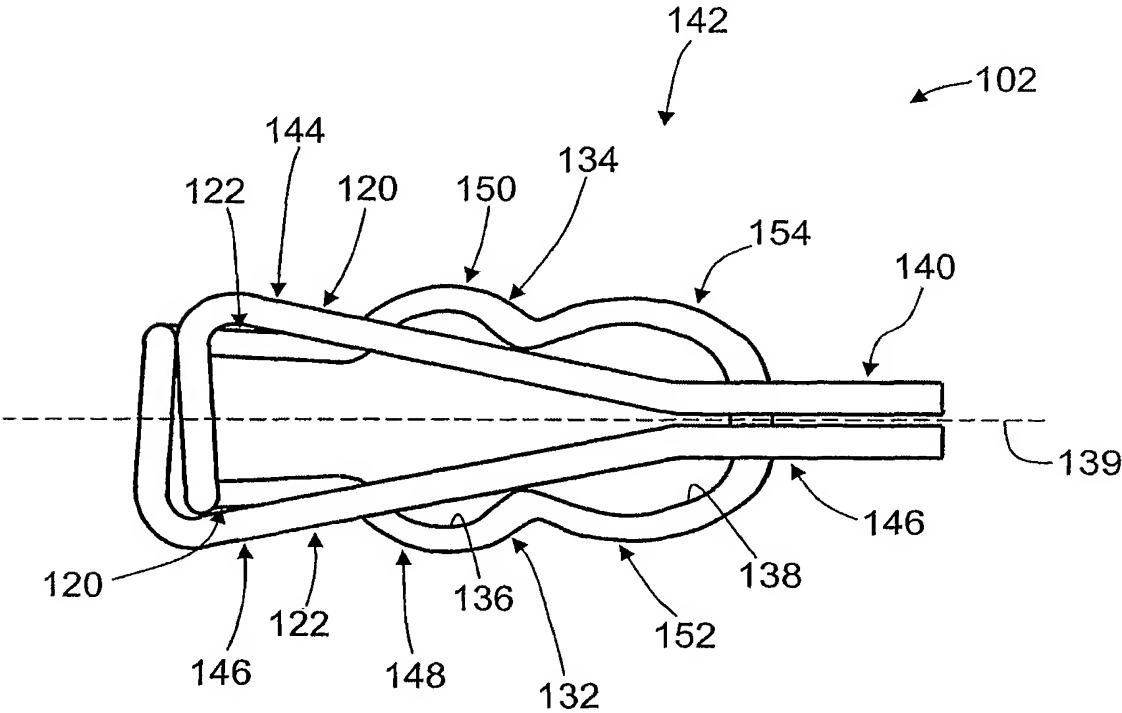


图 11

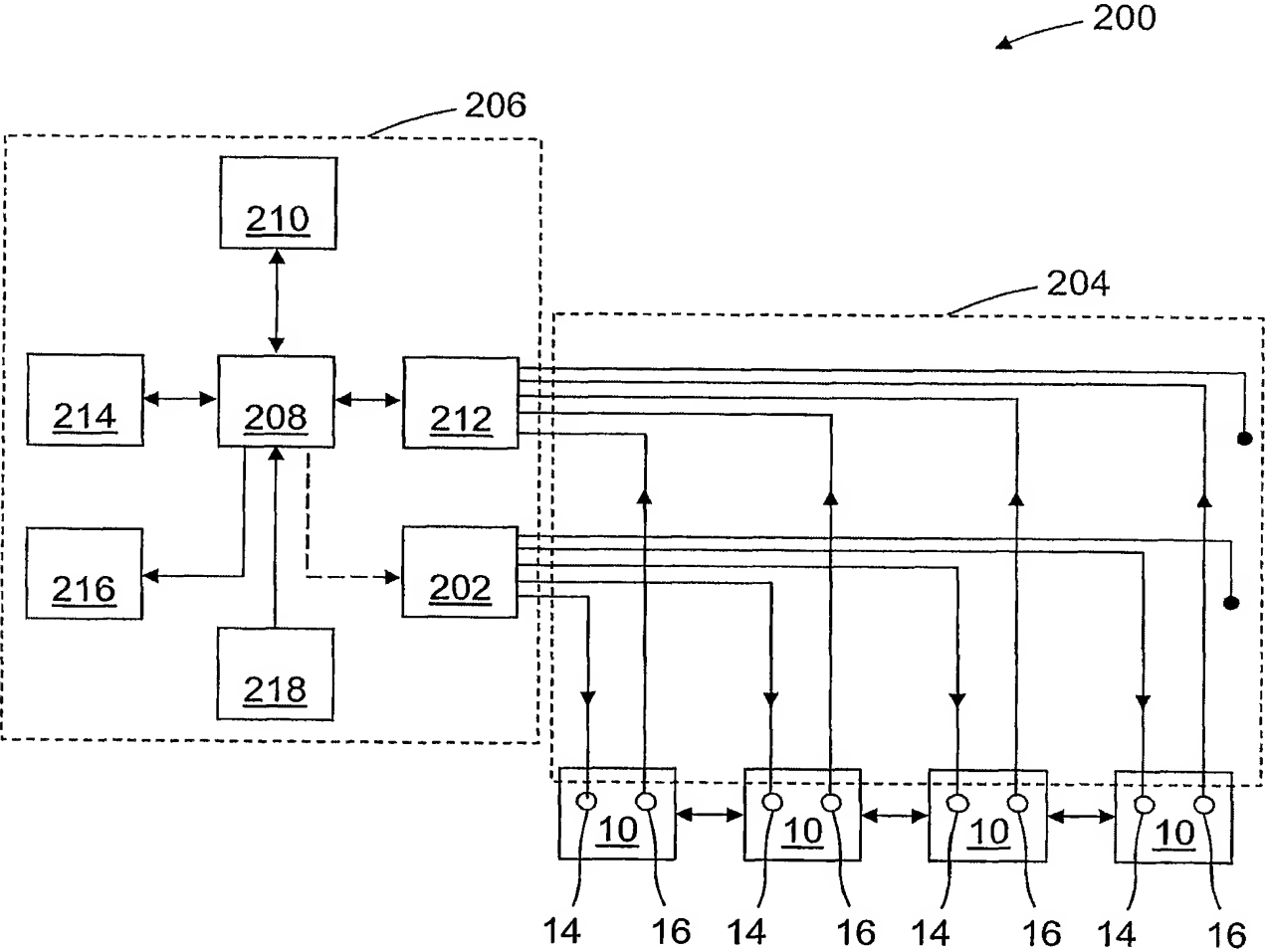


图 12

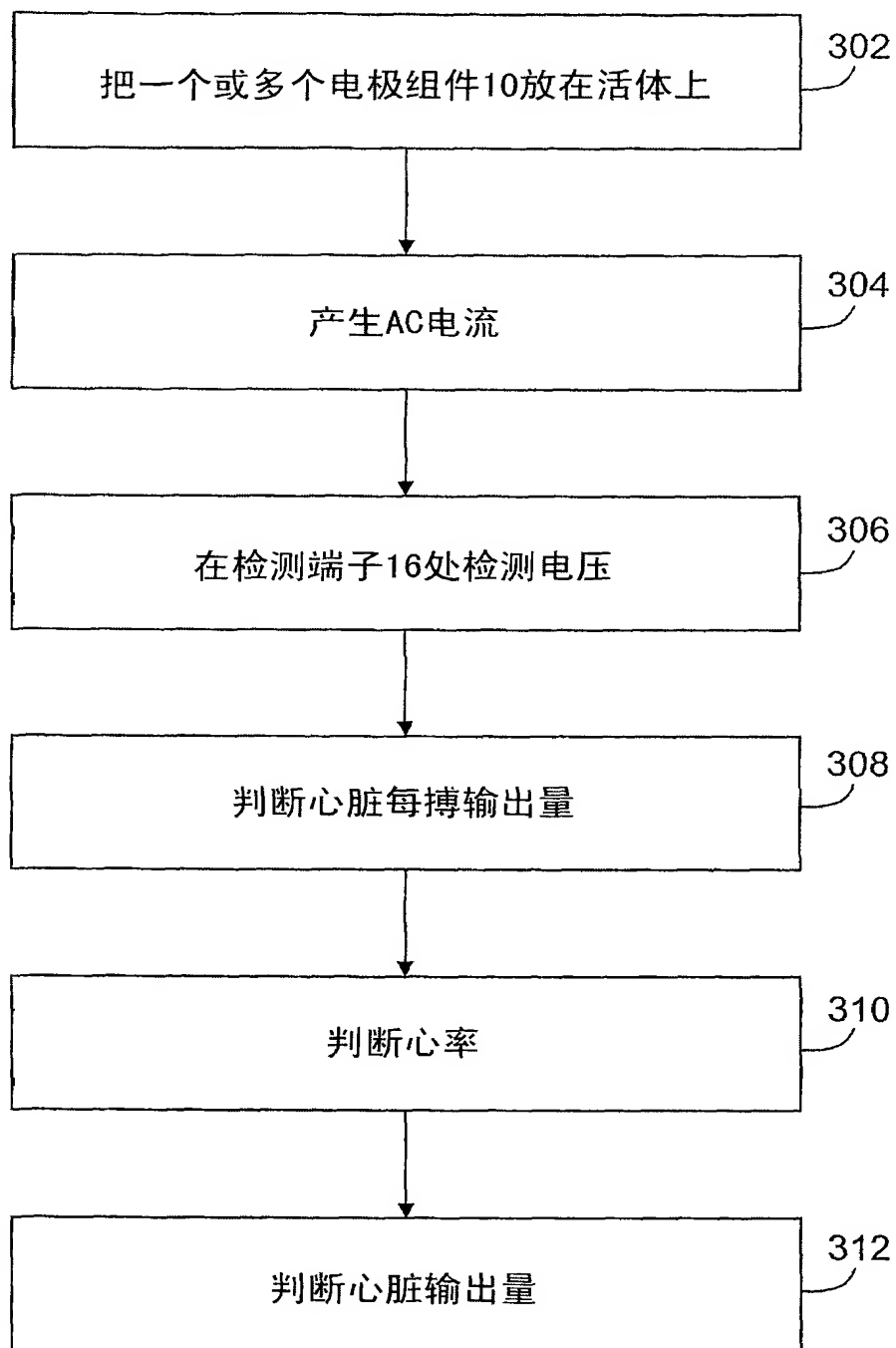


图 13

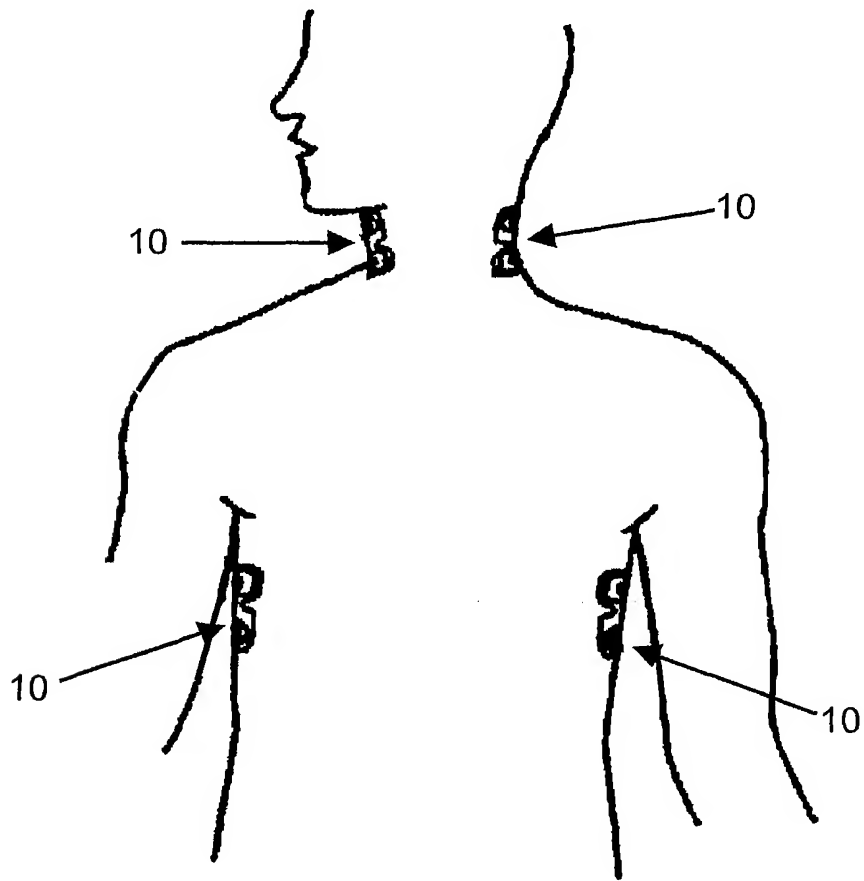


图 14